

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-173346

(43)Date of publication of application : 08.07.1997

(51)Int.Cl.

A61B 17/36
A61N 5/06

(21)Application number : 07-354422

(71)Applicant : MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD

(22)Date of filing : 27.12.1995

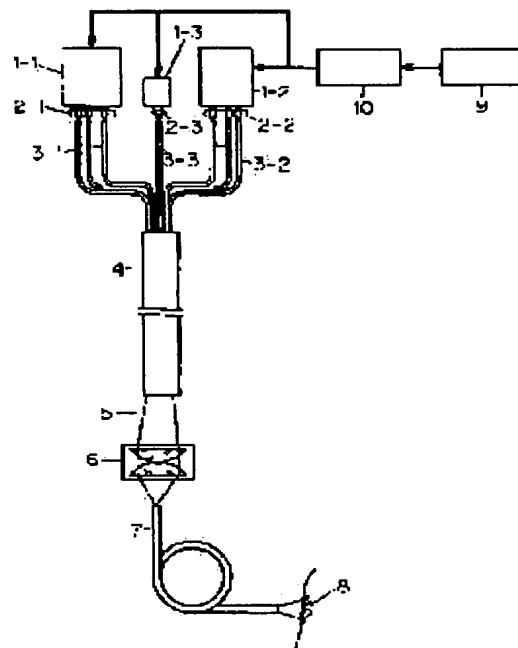
(72)Inventor : TANAKA AKIO
NAKAHARA SHINICHI

(54) OPTICAL FIBER TYPE LASER OPERATION SYSTEM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a miniaturized, lightened and portable optical fiber type laser operation system with satisfactory wavelength selectivity concerning a laser operation system to be used for medical laser beam treatments.

SOLUTION: This system is provided with semiconductor laser elements 1-1 and 1-2 having the plural emission parts of different oscillation wavelength, short diameter light transmission path 3-1, 3-2 and 3-3 for transmitting emitted laser beam, bundle cable 4 bundling these light transmission paths, condenser unit 6 and optical fiber 7 for guiding laser beam to a site 8 to be irradiated. Thus, the miniaturized, lightened and portable optical fiber type laser operation system, by which a power source and a system cooling mechanism can be remarkably simplified and responsiveness is improved as well, with satisfactory wavelength selectivity can be provided.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Family list

1 family member for: **JP9173346**

Derived from 1 application

[Back to JP9173346](#)

1 OPTICAL FIBER TYPE LASER OPERATION SYSTEM

Inventor: TANAKA AKIO; NAKAHARA SHINICHI

Applicant: MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD

EC:

IPC: **A61B18/20; A61N5/06; A61B18/20** (+3)

Publication info: **JP9173346 A** - 1997-07-08

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-173346

(43) 公開日 平成9年(1997)7月8日

(51) Int.Cl.⁸

A 6 1 B 17/36

A 6 1 N 5/06

識別記号

3 5 0

庁内整理番号

F I

A 6 1 B 17/36

A 6 1 N 5/06

3 5 0

E

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数10 F D (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願平7-354422

(22) 出願日

平成7年(1995)12月27日

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72) 発明者 田中 昭男

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

(72) 発明者 中原 信一

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

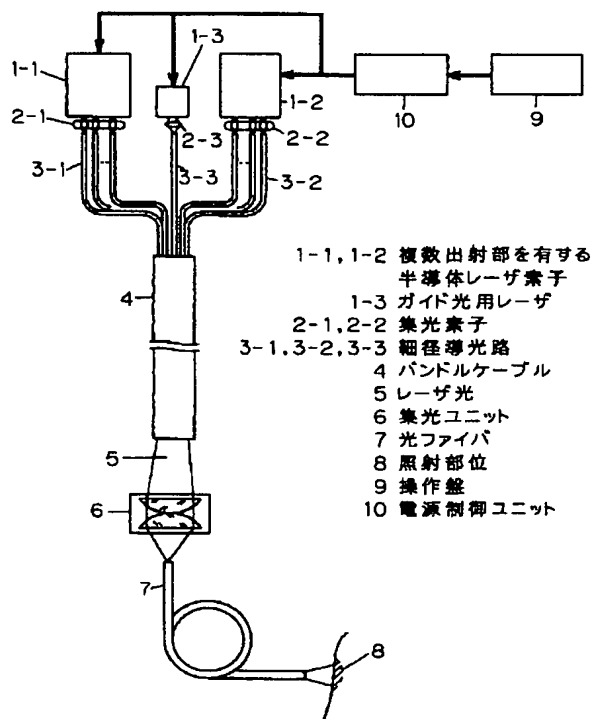
(74) 代理人 弁理士 栗野 重孝

(54) 【発明の名称】 光ファイバ式レーザー手術装置

(57) 【要約】

【課題】 レーザ光治療に使用されるレーザー手術装置において、小型軽量でポータブルかつ波長選択性に優れた光ファイバ式レーザー手術装置を提供する。

【解決手段】 発振波長の異なる複数出射部を有する半導体レーザー素子1-1、1-2と、出射されたレーザー光を伝送する細径導光路3-1、3-2、3-3と、これを束ねたバンドルケーブル4と、集光ユニット6と、レーザー光を照射部位8まで導く光ファイバ7とを設けることにより、電源および装置冷却機構が大幅に簡易化でき、応答性も良く、小型軽量でポータブル性と波長選択性に優れた光ファイバ式レーザー手術装置を実現できる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 発振波長の異なる複数の半導体レーザ素子と、半導体レーザ素子から出射された個別のレーザ光を伝送する細径導光路と、導光路を束ねたバンドルケーブルと、バンドルケーブルから出射された複数のレーザ光を集光する集光ユニットと、集光ユニットで集光されたレーザ光を照射部位まで導く光ファイバとを備えた光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 2】 少なくとも 1 つ以上の半導体レーザ素子が複数のレーザを出射する複数出射部を有する請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 3】 半導体レーザ素子が単一のレーザを出射する単一出射部を有する請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 4】 バンドルケーブルが複数の細径導光路を稠密に束ねた構成を有する請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 5】 バンドルケーブルの外周部に長波長レーザの細径導光路を配した請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 6】 バンドルケーブルの中心にガイド光用レーザの細径導光路を配した請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 7】 半導体レーザ素子が 760～830 nm および 1900～2000 nm の少なくとも 2 種類の波長のものである請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 8】 生体に対し高吸収率な波長のレーザを優先して照射した後、他の波長のレーザを照射可能とする制御手段を付加した請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 9】 少なくとも 1 つのレーザ波長に対して高吸収率で、かつ生体に無害な液体をレーザ照射開始位置に吹き付ける手段を付加した請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【請求項 10】 少なくとも 1 つのレーザ波長が 760～830 nm で、かつ液体がインドシアニンググリーンである請求項 1 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明はレーザ光治療に使用される光ファイバ式レーザ手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、レーザ光治療技術が進歩するにつれ、光ファイバ式レーザ手術装置の小型軽量性や波長選択性の重要性が指摘されている。

【0003】以下に従来の光ファイバ式レーザ手術装置について説明する。図 9 は従来の光ファイバ式レーザ手術装置の概略構成を示すものである。図 9 において、91 は第 1 の波長を発振する固体レーザ発振器で、92 は

第 2 の波長を発振する固体レーザ発振器である。これらの固体レーザ発振器としては、レーザ手術に必要な出力の発振能力と生体への吸収効率の点から、イットリウム・アルミニウム・ガーネット（以下、YAG という）にネオジウム（Nd）を添加した波長 1.06 μm の Nd:YAG とホロミウム（Ho）を添加した波長 2.1 μm の Ho:YAG またはエルビウム（Er）を添加した波長 2.94 μm の Er:YAG を用いることが多い。93 は第 1 の固体レーザ発振器 91 から出たレーザ光の方向を変えるための固定ミラー、94 は第 2 の固体レーザ発振器 92 の前に配置する可動ミラーで指令に応じて移動する。95 は固体レーザ発振器 91 または 92 から出たレーザ光、96 はレーザ光 95 を集光する集光ユニット、97 は集光ユニット 96 で絞られたレーザ光を導く単芯の光ファイバである。98 は治療対象となる照射部位で、光ファイバ 97 から出たレーザ光が非接触もしくは接触状態で照射される。99 はレーザ手術装置の操作盤、100 は操作盤 99 からの指令によって固体レーザ発振器 91 または 92 の出力を制御する共用電源制御ユニットである。2 台の固体レーザ発振器の駆動電源は共用化して小型化が図られている。

【0004】以上のように構成された光ファイバ式レーザ手術装置について、以下その動作について説明する。まず、操作盤 99 からの指令により 2 台の固体レーザ発振器 91 または 92 のいずれかが選ばれ、第 1 の固体レーザ発振器 91 を選んだ場合には可動ミラー 94 が第 2 の固体レーザ発振器 92 の正面光軸上に点線で示すように移動する（駆動機構は図示せず）。同時に、共用電源制御ユニット 100 は第 1 の固体レーザ発振器 91 を設定出力条件で発振させる。第 1 の固体レーザ発振器 91 から出たレーザ光は固定ミラー 93 によって進行方向を変え、前記所定位置にある可動ミラー 94 で最終光軸上に再度進行方向を変える。レーザ光 95 はレンズ等の集光ユニット 96 で集光されて、光ファイバ 97 に入射される。光ファイバ 97 で導かれたレーザ光は治療対象となる照射部位 98 に非接触もしくは接触状態で照射される。また、操作盤 99 から第 2 の固体レーザ発振器 92 を選んだ場合には、可動ミラー 94 は図の実線に示す位置に退避するように制御される。そして、第 2 の固体レーザ発振器 92 から出たレーザ光 95 が光軸上の集光ユニット 96 に直接入り、上記と同様にして治療対象となる照射部位 98 に非接触もしくは接触状態で照射される。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら上記従来の構成では、まず固体レーザ発振器 91 および 92 自体が数十ワット級の固体レーザ装置であるため、水冷機構や大型電源を搭載する必要があり、さらに各固体レーザ発振器から出るレーザ光も大径であるため、各固体レーザ発振器からの細径導光路や可動ミラー 94 を含むレー

ザ光路の切換機構も必然的に大型でかつ複雑化してポータブル性に欠けるという問題点を有していた。また、光励起が必要な固体レーザ発振器では出力安定性を確保して波長変更するには時間がかかり、治療現場での操作性に劣るという問題点を有していた。

【0006】本発明は上記従来の問題点を解消して、小型軽量でかつ波長選択性に優れた光ファイバ式レーザ手術装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】この目的を達成するために本発明の光ファイバ式レーザ手術装置は、発振波長の異なる複数の半導体レーザ素子と、半導体レーザ素子から出射された個別のレーザ光を伝送する細径導光路と、細径導光路を束ねたバンドルケーブルと、バンドルケーブルから出射された複数のレーザ光を集光する集光ユニットと、集光ユニットで集光されたレーザ光を照射部位まで導く光ファイバとを設ける構成としたものである。そしてこの構成によって、従来の大型で低効率な固体レーザ発振器が、超小型で高効率の半導体レーザ素子の集合体で代替されるため、電源および装置冷却機構が大幅に簡易化できる。また、半導体レーザ素子は、固体レーザ発振器のような光励起が不要でレーザ発振の応答性も良く、さらにレーザ光路の切換機構も不要となり、小型軽量でポータブル性と波長選択性に優れたものにすることができる。

【0008】

【発明の実施の形態】本発明は前記する従来の固定レーザ発振器を用いた手術装置の問題点を解消するために、請求項1記載に係る発明は、発振波長の異なる複数の半導体レーザ素子と、半導体レーザ素子から出射された個別のレーザ光を伝送する細径導光路と、導光路を束ねたバンドルケーブルと、バンドルケーブルから出射された複数のレーザ光を集光する集光ユニットと、集光ユニットで集光されたレーザ光を照射部位まで導く光ファイバとを備える構成としたものであり、超小型で高効率の半導体レーザ素子の集合体でレーザ手術ができ、電源および装置冷却機構が簡易で、光励起の必要もなくレーザ発振の応答性も良く、さらに、レーザ光路の切換機構も不要で、小型軽量でポータブル性と波長選択性に優れたものである。

【0009】そして、その半導体レーザ素子は、請求項2記載に係る発明では、複数のレーザを出射する複数出射部を有する半導体レーザ素子とし、また、請求項3記載に係る発明では、単一のレーザを出射する単一出射部を有する半導体レーザ素子としたものである。

【0010】また、バンドルケーブルは、請求項4記載に係る発明では、複数の細径導光路を稠密に束ねた構成とし、請求項5記載に係る発明では、外周部に長波長レーザの細径導光路を配設し、請求項6記載に係る発明では、中心にガイド光用レーザの細径導光路を配設したも

ので、集光エネルギー密度を向上したり、治療を行う手術者の操作性を向上することができる。

【0011】また、請求項7記載に係る発明では、半導体レーザ素子が760～830nmおよび1900～2000nmの少なくとも2種類の波長のものとしたもので、レーザメスの切開、蒸散、止血、凝固作用が特に大きい。

【0012】また、請求項8記載に係る発明では、生体に対し高吸収率な波長のレーザを優先して照射した後、他の波長のレーザを照射可能とする制御手段を備えることにより、照射する全レーザ光を効率良く吸収できる。

【0013】また、請求項9記載に係る発明では、少なくとも1つのレーザ波長に対して高吸収率で、かつ生体に無害な液体をレーザ照射開始位置に吹き付ける手段を備えることとしたもので、前記の吹き付けられた位置にレーザを照射すると、特定した波長のレーザ光は極めて効率良く吸収されるものである。

【0014】また、請求項10記載に係る発明では、少なくとも1つのレーザ波長が760～830nmで、かつ液体がインドシアニンググリーンとしたもので、レーザメスの切開、蒸散をより有効にできるものである。

【0015】

【実施例】

(実施例1)以下、本発明の実施例1について図面を参照しながら説明する。

【0016】図1において、1-1は第1の波長を持つ複数出射部を有する半導体レーザ素子であり、例えばレーザ出射部が直線状に配置しているいわゆるリニヤアレ型高出力半導体レーザ素子がこれに該当する。1-2は第2の波長を持つ同様な複数出射部を有する半導体レーザ素子で、1-3はガイド光用レーザで照射対象部位を視認するため微小出力の可視光レーザである。2-1は前記複数出射部を有する半導体レーザ素子1-1の出射部から出た複数のレーザ光を複数点に集光させる集光素子であり、3-1は前記複数出射部を有する集光素子2-1で集光された複数のレーザ光が入射する複数の細径導光路である。各細径導光路3-1としては、例えばコア径100μm程度で可撓性に優れた光ファイバが望ましい。2-2および3-2は前記複数出射部を有する半導体レーザ素子1-2用の集光素子および細径導光路であり、2-3および3-3は前記ガイド光用レーザ1-3用の集光素子および細径導光路である。4は前記細径導光路3-1および3-2、3-3を束ねたバンドルケーブルで、外径をできるだけ細くするのが良い。5はバンドルケーブル4から出たレーザ光であり、バンドル径に応じたビーム径を持ち、基本的にその発散角は個々の細径導光路からの発散角と同じとなる。6は集光ユニット、7は光ファイバ、8は照射部位、9は操作盤で図9に示す従来例の96、97、98、99と同様なものであり、その詳細な説明を省略する。10は電源制御ユ

ニットで操作盤 9 からの指令を受けて全ての半導体レーザー素子 1-1 および 1-2 を同時駆動する。

【0017】 以上のように構成された光ファイバ式レーザー手術装置について、その動作を説明する。まず、複数出射部を有する半導体レーザー素子 1-1 および 1-2 からの出力は、固体レーザーに比べて低出力なため、高能率な切開を行うにはシステム全てのレーザー出力を有効に用いる必要がある（レーザー手術装置では少なくとも 15～20 ワットのレーザー出力が必要と言われ、現状半導体レーザーでは単一出射部での最大出力は約 1 ワットである）。さらに、半導体レーザーでは固体レーザーとは異なり大規模な電源が不要なため、電源を共用する必要がない。このため、操作盤 9 からの指令により全ての複数出射部を有する半導体レーザー素子 1-1 および 1-2 は、基本的には電源制御ユニット 10 を介して同時に発振させる。複数出射部を有する半導体レーザー素子 1-1 および 1-2 の出射部から出た複数のレーザー光は、集光素子 2-1 および 2-2 により複数点に集光されて、それぞれ細径導光路 3-1 および 3-2 に入射する。切開用レーザーだけでなくガイド光用レーザー 1-3 もまた同様に細径導光路 3-3 に入射する。これらのレーザー光はバンドルケーブル 4 内を経由してその端面から一定の発散角で広がるレーザー光 5 となる。一般には、このレーザー光 5 の発散角は図 9 に示した従来の光ファイバ式レーザー手術装置におけるレーザー光 9 5 の発散角より大きいが、最適に設計された集光ユニット 6 によって従来と同様の光ファイバ 7 に入射させることができる。その後の挙動は、図 9 に示した従来の光ファイバ式レーザー手術装置における動作と同様である。

【0018】 以上のように本実施例 1 によれば、従来の大型で低効率な固体レーザー発振器が、超小型で高効率の半導体レーザー素子の集合体で代替されるため、電源および装置冷却機構が大幅に簡易化できる。また、半導体レーザー素子は、固体レーザー発振器のような光励起が不要でレーザー発振の応答性も良く、さらにレーザー光路の切換機構も不要となり、小型軽量でポータブル性と波長選択性に優れたものにすることができる。

【0019】（実施例 2）以下、本発明の実施例 2 について図面を参照しながら説明する。

【0020】 図 2 において、1-3 はガイド光用レーザー、3-1, 3-2, 3-3 は細径導光路、4 はバンドルケーブル、5 はレーザー光、6 は集光ユニット、7 は光ファイバ、8 は照射部位、9 は操作盤、10 は電源制御ユニットで以上は図 1 に示す実施例 1 の構成と同様のものである。図 1 の実施例 1 の構成と異なるのは、複数出射部を有する半導体レーザー素子 1-1, 1-2 に代えて、単一出射部を有する半導体レーザー素子 11-1, 11-2 を多数個用いた点と、複数のレーザー光を複数点に集光させる集光素子 2-1, 2-2 に代えて、レーザー光を単独に集光させる集光素子 12-1, 12-2 を用い

た点である。

【0021】 上記のように構成された光ファイバ式レーザー手術装置について、その動作を説明する。実施例 1 と同様にして、操作盤 9 からの指令により全ての単一出射部を有する半導体レーザー素子 11-1 および 11-2 は、基本的には電源制御ユニット 10 を介して同時に発振させる。単一出射部を有する半導体レーザー素子 11-1 および 11-2 の出射部から出たレーザー光は、単独に集光させる集光素子 12-1 および 12-2 により個別に集光されて、それぞれ細径導光路 3-1 および 3-2 に入射する。この後の動作は実施例 1 と同様である。

【0022】 以上のように本実施例 2 によれば、実施例 1 とは半導体レーザー素子の形態が異なるだけなため、実施例 1 と同様の効果を得ることができる。

【0023】（実施例 3）以下、本発明の実施例 3 について説明する。

【0024】 本実施例 3 の特徴とするところは、実施例 1 または 2 の構成にその一部を限定したことにある。すなわち、実施例 1, 2 に示したバンドルケーブル 4 中に配置する細径導光路 3-1, 3-2, 3-3 を稠密充填の構成とする。

【0025】 上記のように構成された光ファイバ式レーザー手術装置について、その動作を図 3 を参照して説明する。図 3 は、多数の細径導光路 3-1, 3-2 および単数の細径導光路 3-3 を稠密に配置したバンドルケーブル 4 の断面の一実施例である。細径導光路 3-1, 3-2, 3-3 は一般に円形断面を持つため、円形断面のバンドルケーブル 4 内に稠密充填できる場合は限定される。図 3 で A, B, C で各層を区別して、この層数を n とした場合、充填される総数 N は $N = 3n(n-1) - 1$ となる。そこで、細径導光路の総数 $N = 17$ （層数 $n = 3$ ）, $N = 37$ （ $n = 4$ ）, $N = 61$ （ $n = 5$ ）の場合に各層数で最大の配置となる。逆に言えば、 $N = 17$, $N = 37$ の場合には稠密配置が容易であり、外径が最小（真円に近い）のバンドルケーブル 4 を製造しやすい。さらに、バンドルケーブル 4 の外径が小さいほど出射されるレーザー光 5 の寸法が小さくなり、光ファイバ 7 への集光性が良くなる。

【0026】 以上のように実施例 3 によれば、実施例 1 や 2 と同様の効果に加えて、真円度の高いバンドルケーブル 4 が得やすく集光エネルギー密度を向上できる。

【0027】（実施例 4）以下、本発明の実施例 4 について説明する。

【0028】 本実施例 4 の特徴とするところは、実施例 3 の構成にその一部を限定したことにある。すなわち、実施例 3 に示したバンドルケーブル 4 中で細径導光路 3-1, 3-2, 3-3 を稠密充填に配置し、かつ最外周層に長波長の半導体レーザーを入射する細径導光路を配した構成とする。

【0029】 上記のように構成された光ファイバ式レー

ザ手術装置について、その動作を図 3 および図 4 を参照して説明する。図 3 は、細径導光路 3-1、3-2、3-3 を稠密に配置したバンドルケーブル 4 の断面の一実施例であり、長波長の半導体レーザが入射する細径導光路は C の位置にある。一般に、光をレンズで集光する場合、その集光性はレンズの収差に左右されることは周知であり、図 4 (a) に示すように光軸から離れた光ほど、また図 4 (b) に示すように短波長の光ほど屈折した光はレンズ側に近づく傾向がある。このため、より長波長となる半導体レーザが入射する細径導光路を最外周に配置することにより、上記図 4 (a) と図 4 (b) との傾向を相殺できるようになり、収差が小さくなり光ファイバ 7 への集光性が良くなる。

【0030】以上のように本実施例 4 によれば、前記実施例 1、2 と同様の効果に加えて、収差改善により一層集光エネルギー密度を向上できる。

【0031】(実施例 5) 以下、本発明の実施例 5 について説明する。

【0032】本実施例 5 の特徴とするところは、実施例 3 の構成にその一部を限定したことにある。すなわち、実施例 3 に示したバンドルケーブル 4 中で細径導光路 3-1、3-2、3-3 を稠密充填に配置し、かつ中心にガイド光用レーザの細径導光路 3-3 を配した構成とする。

【0033】上記のように構成された光ファイバ式レーザ手術装置について、その動作を図 3 および図 1 を参照して説明する。図 3 は、細径導光路 3-1、3-2、3-3 を稠密に配置したバンドルケーブル 4 の断面の一実施例であり、ガイド光用レーザの細径導光路 3-3 は A の位置にある。この構成ではガイド光はバンドルケーブル 4 の中心にあるため、図 1 に示す集光ユニット 6 の光軸に一致させやすく、光ファイバ 7 の中心に入射するため常に治療対象の照射部位 8 の中心にガイド光用レーザ 1-3 が照射される。

【0034】以上のように本実施例 5 によれば、前記実施例 1、2、3 と同様の効果に加えて、治療を行う手術者の操作性も向上できる。

【0035】(実施例 6) 以下、本発明の実施例 6 について説明する。

【0036】本実施例 6 の特徴とするところは、実施例 1 の構成にその一部を限定したことにある。すなわち、第 1 の波長に 760~830 nm の半導体レーザを、第 2 の波長に 1900~2000 nm の半導体レーザを用いて構成する。

【0037】上記のように構成された光ファイバ式レーザ手術装置について、その動作を図 5 および図 1 を参照して説明する。図 5 は半導体レーザで得られる光の波長と生体組織への透過度との関係を示す特性図である。縦軸は光消散長（光の強度が 1/10 にまで減衰する距離）で表されており、その値が大きいほどレーザ光が組

織内に深く入ることを示す。一般に、組織の表層でレーザ光が完全に吸収されるほど切開、蒸散性は優れ、また照射領域を限定しやすいために安全性が高くなる。このためには、1900~2000 nm の波長が適していることが図 5 からわかる。また、高出力が得やすい 760~830 nm の波長の半導体レーザでは、組織内に比較的深くまでレーザ光が達するので、止血や凝固性に優れる特徴がある。そこで、これらの両波長域の半導体レーザ素子 1-1 および 1-2 から出たレーザ光は実施例 1 と同様に治療対象の照射部位 8 に照射されるため、これらの他の波長を用いた場合よりも切開、蒸散、止血、凝固作用がより大きくなる。

【0038】以上のように本実施例 6 によれば、実施例 1、2 と同様の効果に加えて、レーザメスの効能、効果である切開、蒸散、止血、凝固をより有効にできる。

【0039】(実施例 7) 以下、本発明の実施例 7 について説明する。

【0040】本実施例 7 の特徴とするところは、実施例 1 の構成に照射時間調整手段を付加したことにある。すなわち実施例 1 では、異なる波長の半導体レーザ 1-1 および 1-2 を同時に発振させる電源制御ユニット 10 を用いているが、この後に 2 種類の波長の発振開始時間に差を生じさせるための照射時間差制御手段を付加した構成とする。

【0041】上記のように構成された光ファイバ式レーザ手術装置について、その動作を図 6 を参照して説明する。生体に対して吸収性が優れた第 1 の波長の半導体レーザが図 6 に示すように優先して照射されると、短時間で照射部位の表層組織が炭化を始める。この炭化層は実質上、全ての半導体レーザの波長に対して吸収性が優れるため、これが形成された後に第 2 の波長の半導体レーザ（炭化層がなければ低吸収率のもの）を照射すると全レーザ光を効率良く吸収される。

【0042】以上のように本実施例 7 によれば、実施例 1、2 と同様の効果に加えて、レーザメスの切開、蒸散をより有効にできる。

【0043】(実施例 8) 以下、本発明の実施例 8 について説明する。

【0044】本実施例 8 の特徴とするところは、実施例 1 の構成に液体吹き付け手段を付加したことにある。すなわち、図 1 に示す光ファイバ 7 の先端部に、少なくとも 1 つのレーザ波長に対して高吸収率で、かつ生体に無害な液体をレーザ照射開始位置に吹き付ける液体吹き付け手段を付加して構成される。この液体吹き付け手段は図 7 に示すように構成される。7 は光ファイバ、7-1 はフィルタ、7-2 はインクジェットである。

【0045】上記のように構成された光ファイバ式レーザ手術装置について、その動作を図 7 を参照して説明する。少なくとも 1 つのレーザ波長に対して高吸収率で、かつ生体に無害な液体はインクジェット 7-2 に蓄えら

れ、外部からフィルタ 7-1 を経由して送り込まれる圧搾空気（図示せず）によってレーザ照射直前に吹き付け滴下される。この吹き付けられた位置にレーザが照射されると、少なくとも 1 つの波長のレーザ光は極めて効率良く吸収される。

【0046】 以上のように本実施例 8 によれば、実施例 1、2 と同様の効果に加えて、レーザメスの切開、蒸散をより有効にできる。

【0047】（実施例 9）以下、本発明の実施例 9 について説明する。

【0048】 本実施例 9 の特徴とするところは、実施例 8 の構成で少なくとも 1 つのレーザ波長が 760～830 nm の半導体レーザで、かつインクジェットでの吹き付け液体をインドシアニンググリーン（以下、ICG という）としたものである。

【0049】 ICG は肝臓検査用に広く使われているものであり、生体に対しては全く無害であることが知られている。図 8 に示すように、ICG は 760～830 nm の波長に対して吸収特性が極めて高く実施例 8 に対する最適条件となる。

【0050】 以上のように本実施例 9 によれば、実施例 1、2 と同様の効果に加えて、レーザメスの切開、蒸散をより有効にできる。

【0051】

【発明の効果】 以上のように本発明は、発振波長の異なる複数の半導体レーザ素子と、半導体レーザ素子から出射された個別のレーザ光を伝送する細径導光路と、細径導光路を束ねたバンドルケーブルと、バンドルケーブルから出射された複数のレーザ光を集光する集光ユニットと、集光ユニットで集光されたレーザ光を照射部位まで導く光ファイバとを設けることにより、従来の大型で低効率な固体レーザ発振器を、超小型で高効率の半導体レーザ素子の集合体で代替されるため、電源および装置冷却機構が大幅に簡易化できる。半導体レーザ素子は、固体レーザ発振器のような光励起が不要でレーザ発振の応答性も良く、さらにレーザ光路の切換機構も不要となり、小型軽量でポータブル性と波長選択性に優れた光ファイバ式レーザ手術装置を実現できるものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の実施例 1 における光ファイバ式レーザ手術装置の構成図

【図 2】 本発明の実施例 2 における光ファイバ式レーザ手術装置の構成図

【図 3】 本発明の実施例 3 におけるバンドルケーブル内の細径導光路の配置図

【図 4】（a）は入射光の高さと集光状態との関連を示す説明図

（b）は波長と集光状態との関連を示す説明図

10 【図 5】 光の波長と生体組織への透過度との関係を示す特性図

【図 6】 本発明の実施例 7 における照射時間差を示す説明図

【図 7】 本発明の実施例 8 における液体吹き付け装置の要部拡大断面図

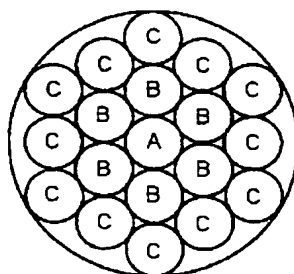
【図 8】 光の波長と ICG への透過度との関係を示す特性図

【図 9】 従来の光ファイバ式レーザ手術装置の構成図

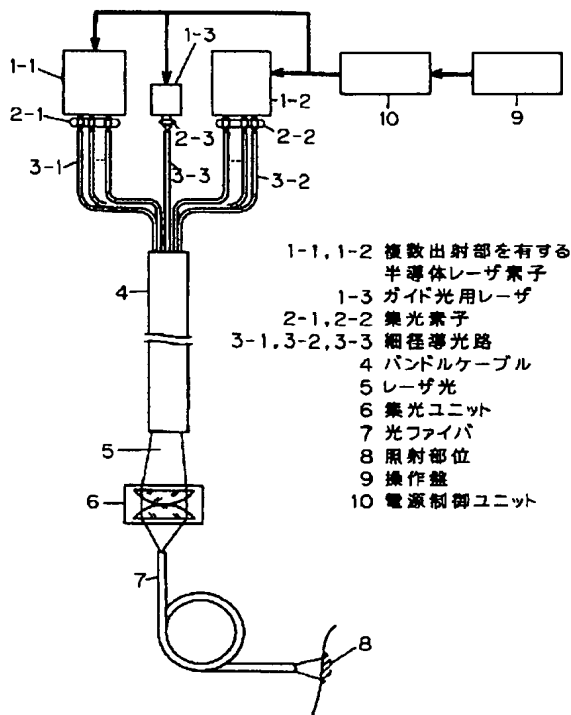
【符号の説明】

- 20 1-1, 1-2 複数出射部を有する半導体レーザ素子
1-3 ガイド光用レーザ
2-1, 2-2, 2-3 集光素子
3-1, 3-2, 3-3 細径導光路
4 バンドルケーブル
5 レーザ光
6 集光ユニット
7, 97 光ファイバ
7-1 フィルタ
7-2 インクジェット
30 8, 98 照射部位
9, 99 操作盤
10 電源制御ユニット
11-1, 11-2 単一出射部を持つ半導体レーザ素子
12-1, 12-2 単独に集光させる集光素子
91, 92 固体レーザ発振器
93 固定ミラー
94 可動ミラー
100 共用電源制御ユニット

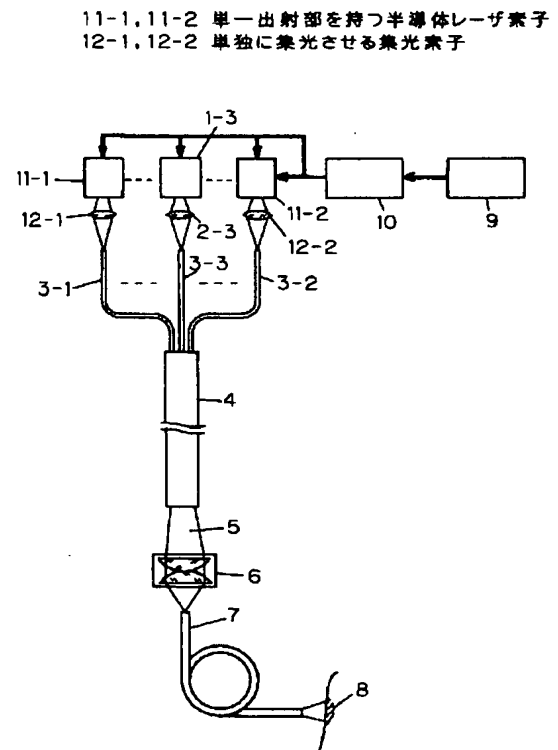
【図 3】



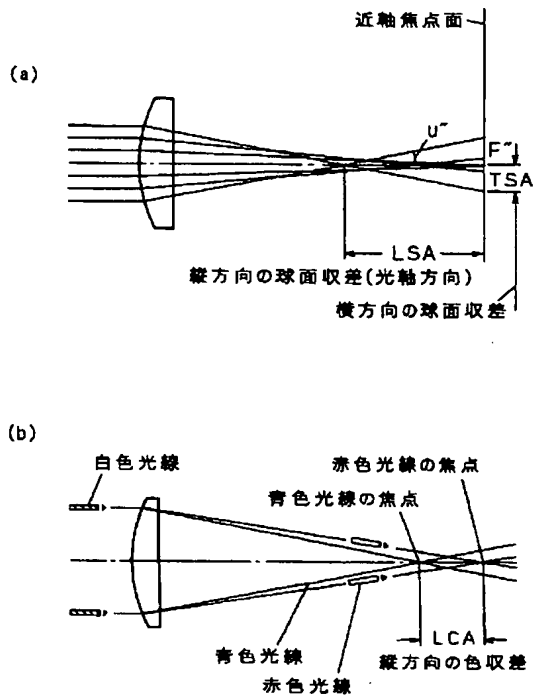
【図 1】



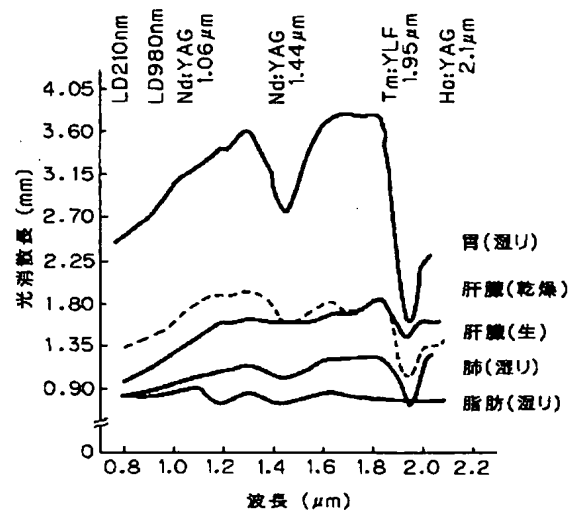
【図 2】



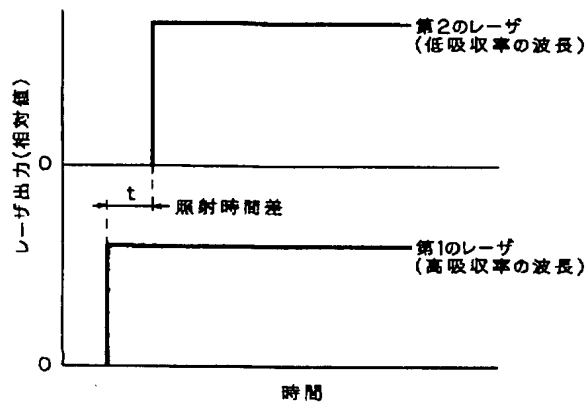
【図 4】



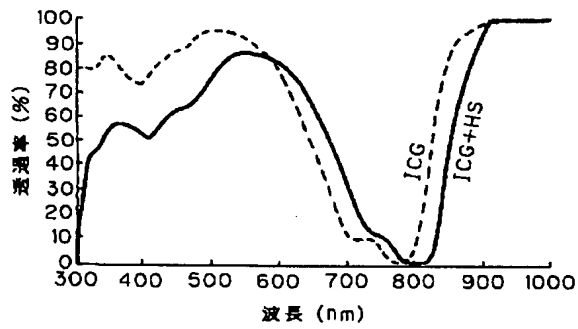
【図 5】



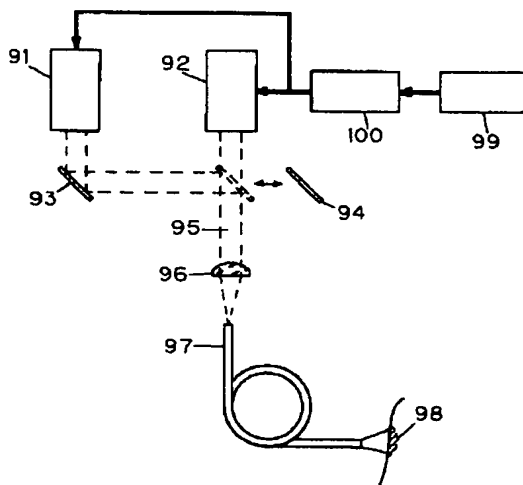
【図 6】



【図 8】

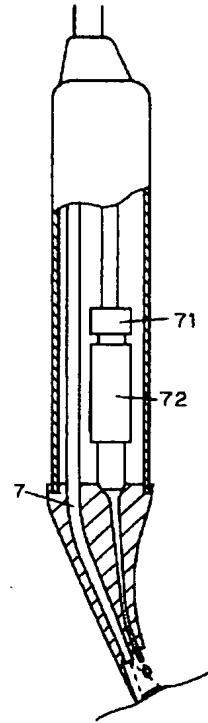


【図 9】



【図 7】

7 光ファイバ
7-1 フィルタ
7-2 インクジェット



【手続補正書】

【提出日】平成 8 年 4 月 1 0 日

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】請求項 1 0

【補正方法】変更

【補正内容】

【請求項 1 0】 少なくとも 1 つのレーザ波長が 7 6 0 ～8 3 0 n m で、かつ液体がインドシアニンググリーンである請求項 9 記載の光ファイバ式レーザ手術装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 4 1

【補正方法】変更

【補正内容】

【0 0 4 1】上記のように構成された光ファイバ式レーザ手術装置について、その動作を図 6 を参照して説明する。生体に対して吸収性が優れた第 1 の波長の半導体レーザが図 6 に示すように優先して照射されると、短時間で照射部位の表層組織が炭化を始める。この炭化層は実質上、全ての半導体レーザの波長に対して吸収性が優れるため、これが形成された後に第 2 の波長の半導体レーザ（炭化層がなければ低吸収率のもの）を照射すると全レーザ光が効率良く吸収される。

(11)Publication number : 09-173346

(43)Date of publication of application : 08.07.1997

(51)Int.Cl.

A61B 17/36

A61N 5/06

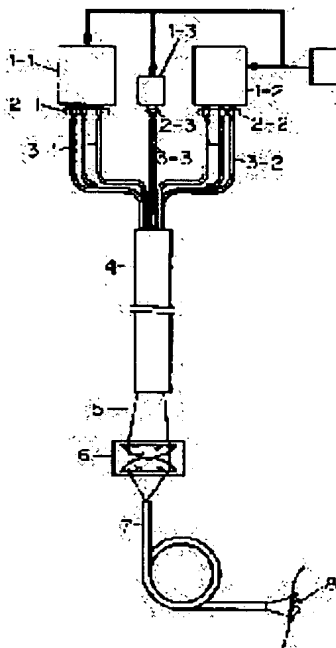
(21)Application number : 07-354422

(71)Applicant : MATSUSHITA ELECTRIC IND
CO LTD

(22)Date of filing : 27.12.1995

(72)Inventor : TANAKA AKIO
NAKAHARA SHINICHI

(54) OPTICAL FIBER TYPE LASER OPERATION SYSTEM



(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a miniaturized, lightened and portable optical fiber type laser operation system with satisfactory wavelength selectivity concerning a laser operation system to be used for medical laser beam treatments.

SOLUTION: This system is provided with semiconductor laser elements 1-1 and 1-2 having the plural emission parts of different oscillation wavelength, short diameter light transmission path 3-1, 3-2 and 3-3 for transmitting emitted laser beam, bundle cable 4 bundling these light transmission paths, condenser unit 6 and optical fiber 7 for guiding

laser beam to a site 8 to be irradiated. Thus, the miniaturized, lightened and portable optical fiber type laser operation system, by which a power source and a system cooling mechanism can be remarkably simplified and responsiveness is improved as well, with satisfactory wavelength selectivity can be provided.

[Claim(s)]

[Claim 1] Optical fiber type laser surgery equipment equipped with two or more semiconductor laser components with which oscillation wavelength differs, the narrow diameter light guide line which transmits the laser beam according to individual by which outgoing radiation was carried out from the semiconductor laser component, the bundle cable which governed the light guide line, the beam condensing unit which condenses two or more laser beams by which outgoing radiation was carried out from the bundle cable, and the optical fiber to which the laser beam condensed with the beam condensing unit is led to an exposure part.

[Claim 2] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 which has two or more outgoing radiation section to which at least one or more semiconductor laser components carry out outgoing radiation of two or more laser.

[Claim 3] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 which has the single outgoing radiation section which carries out outgoing radiation of the laser with a single semiconductor laser component.

[Claim 4] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 which has the configuration whose bundle cable governed densely two or more narrow diameter light guide lines.

[Claim 5] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 which allotted the narrow diameter light guide line of long wavelength laser to the periphery section of a bundle cable.

[Claim 6] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 which allotted the narrow diameter light guide line of the laser for guide light to the core of a bundle cable.

[Claim 7] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 which is the thing of at least two kinds of wavelength whose semiconductor laser components are 760-830nm and 1900-2000nm.

[Claim 8] a living body -- receiving -- high -- the optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 which added the control means whose exposure on the laser of other wavelength is enabled after giving priority to the laser of absorption coefficient wavelength and irradiating it.

[Claim 9] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 which added a means to have been a high absorption coefficient and to spray a liquid harmless to a living body on a laser radiation starting position to at least one laser wavelength.

[Claim 10] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 1 whose at least one laser wavelength is 760-830nm and whose liquid is indocyanine green.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the optical fiber type laser surgery equipment used for a laser beam therapy.

[0002]

[Description of the Prior Art] The importance of the small lightweight nature of optical fiber type laser surgery equipment or wavelength selectivity is pointed out as laser beam treatment technique progresses in recent years.

[0003] Conventional optical fiber type laser surgery equipment is explained below. Drawing 9 shows the outline configuration of conventional optical fiber type laser surgery equipment. In drawing 9, 91 is the solid-state-laser oscillator which oscillates the 1st wavelength, and 92 is a solid-state-laser oscillator which oscillates the 2nd wavelength. As these solid-state-laser oscillators, Er:YAG with a wavelength of 2.94 micrometers which added a Nd:YAG of with a wavelength of 1.06 micrometers which added neodymium (Nd), Ho:YAG with a wavelength of 2.1 micrometers which added HOROMIUMU (Ho), or an erbium (Er) is used for an yttrium aluminum garnet (henceforth YAG) in many cases from the point of the absorption efficiency to the oscillation capacity and the living body of an output required for laser surgery. A fixed mirror for 93 to change the direction of the laser beam which came out of the 1st solid-state-laser oscillator 91, and 94 move according to a command by the movable mirror arranged in front of the 2nd solid-state-laser oscillator 92. The laser beam to which 95 came out of the solid-state-laser oscillators 91 or 92, the beam condensing unit with which 96 condenses a laser beam 95, and 97 are optical fibers of single fiber to which the laser beam extracted with the beam condensing unit 96 is led. The laser beam which 98 is an exposure part used as the object for a therapy, and came out of the optical fiber 97 is irradiated in the state of non-contact or contact. It is the common power control unit with which 99 controls the control panel of laser surgery equipment by the command from a control panel 99, and 100 controls the output of the solid-state-laser oscillators 91 or 92. The actuation power source of two sets of solid-state-laser oscillators is common-use-ized, and the miniaturization is attained.

[0004] About the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above, the actuation is explained below. First, when either of two sets of the solid-state-laser oscillators 91 or 92 is chosen by the command from a control panel 99 and the 1st solid-state-laser oscillator 91 is chosen, as the movable mirror 94 shows by the dotted line on the transverse-plane optical axis of the 2nd solid-state-laser oscillator 92, it moves (not shown [a drive]). Simultaneously, the common power control unit 100

oscillates the 1st solid-state-laser oscillator 91 by setting-out output condition. The laser beam which came out of the 1st solid-state-laser oscillator 91 changes a travelling direction by the fixed mirror 93, and changes a travelling direction again on the last optical axis by the movable mirror 94 in said predetermined location. It is condensed with the beam condensing units 96, such as a lens, and incidence of the laser beam 95 is carried out to an optical fiber 97. The laser beam drawn with the optical fiber 97 is irradiated in the state of non-contact or contact by the exposure part 98 used as the object for a therapy. Moreover, when the 2nd solid-state-laser oscillator 92 is chosen from a control panel 99, the movable mirror 94 is controlled to evacuate to the location shown in the continuous line of drawing. And the exposure part 98 to which the laser beam 95 which came out of the 2nd solid-state-laser oscillator 92 serves as an object for a therapy like [the beam condensing unit 96 on an optical axis] entering direct and the above irradiates in the state of non-contact or contact.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, since the solid-state-laser oscillator 91 and 92 the very thing are solid-state-laser equipment of dozens of W class first with the above-mentioned conventional configuration, Since the laser beam which needs to carry a water-cooled device and a large-scale power source, and comes out of each solid-state-laser oscillator further is also a major diameter, It had the trouble that the change-over device of the laser beam way containing the narrow diameter light guide line and the movable mirror 94 from each solid-state-laser oscillator was also inevitably large-sized, and complicated it, and portable nature was missing. Moreover, in the solid-state-laser oscillator which needs optical pumping, securing output stability and making a wavelength change took time amount, and it had the trouble of being inferior to the operability in a therapy site.

[0006] This invention cancels the above-mentioned conventional trouble, and it aims at offering the optical fiber type laser surgery equipment which is a small light weight and was excellent in wavelength selectivity.

[0007]

[Means for Solving the Problem] It considers as the configuration which prepares the optical fiber to which the laser beam condensed with the narrow diameter light guide line which transmits the laser beam according to individual to which outgoing radiation of the optical fiber type laser-surgery equipment of this invention was carried out from two or more semiconductor-laser components with which oscillation wavelength differs, and a semiconductor-laser component, the bundle cable which governed the narrow diameter light guide line, the beam condensing unit which condenses two or more laser

beams by which outgoing radiation was carried out from the bundle cable, and the beam condensing unit is led to an exposure part in order to attain this object. and this configuration -- the former -- large-sized -- low -- since the aggregate of a micro and efficient semiconductor laser component is substituted for an effectiveness solid-state-laser oscillator, a power source and an equipment cooler style can be simplified substantially. Moreover, optical pumping like a solid-state-laser oscillator is unnecessary, and the responsibility of laser oscillation also has it, it becomes still more unnecessary [the change-over device of a laser beam way], and can make a semiconductor laser component what was excellent in portable nature and wavelength selectivity with the small light weight. [good]

[0008]

[Embodiment of the Invention] In order that this invention may cancel the trouble of the operation equipment using the conventional fixed laser oscillator described above, invention concerning claim 1 publication Two or more semiconductor laser components with which oscillation wavelength differs, and the narrow diameter light guide line which transmits the laser beam according to individual by which outgoing radiation was carried out from the semiconductor laser component, The bundle cable which governed the light guide line, and the beam condensing unit which condenses two or more laser beams by which outgoing radiation was carried out from the bundle cable, Consider as a configuration equipped with the optical fiber to which the laser beam condensed with the beam condensing unit is led to an exposure part, laser surgery is possible with the aggregate of a micro and efficient semiconductor laser component, and a power source and an equipment cooler style are simple. There is also no need for optical pumping, and the responsibility of laser oscillation is also good, the change-over device of a laser beam way is also still more unnecessary, and it excels in portable nature and wavelength selectivity by the small light weight.

[0009] And let the semiconductor laser component be the semiconductor laser component which has the single outgoing radiation section which carries out outgoing radiation of the single laser by invention concerning claim 2 publication by invention which considers as the semiconductor laser component which has two or more outgoing radiation section which carries out outgoing radiation of two or more laser, and relates to claim 3 publication.

[0010] Moreover, it is what considered the bundle cable as the configuration which governed densely two or more narrow diameter light guide lines by invention concerning claim 4 publication, arranged the narrow diameter light guide line of long wavelength laser in the periphery section in invention concerning claim 5 publication,

and arranged the narrow diameter light guide line of the laser for guide light in the core in invention concerning claim 6 publication, and a condensing energy density can be improved or the operability of the operator who treats can be improved.

[0011] Moreover, it is what was made into the thing of at least two kinds of wavelength whose semiconductor laser components are 760-830nm and 1900-2000nm in invention concerning claim 7 publication, and incision of a laser knife, evapotranspiration, hemostasis, and especially a coagulation operation are large.

[0012] moreover -- invention concerning claim 8 publication -- a living body -- receiving -- high -- after giving priority to the laser of absorption coefficient wavelength and irradiating it, all the laser beams to irradiate are efficiently absorbable by having the control means whose exposure on the laser of other wavelength is enabled.

[0013] Moreover, if laser is irradiated in invention concerning claim 9 publication in the location on which it is a high absorption coefficient, and is what it was presupposed that it has a means to spray a liquid harmless to a living body on a laser radiation starting position, and the above was sprayed to at least one laser wavelength, the laser beam of the specified wavelength will be absorbed very efficiently.

[0014] Moreover, in invention concerning claim 10 publication, at least one laser wavelength is 760-830nm, and it is what the liquid made indocyanine green, and incision of a laser knife and evapotranspiration are made more to validity.

[0015]

[Example]

(Example 1) It explains hereafter, referring to a drawing about the example 1 of this invention.

[0016] In drawing 1, the so-called linear array mold high power semiconductor laser component which 1-1 is a semiconductor laser component which has two or more outgoing radiation section with the 1st wavelength, for example, the laser outgoing radiation section arranges in the shape of a straight line corresponds to this. 1-2 is the semiconductor laser component which has same two or more outgoing radiation section with the 2nd wavelength, and 1-3 is the light laser of a minute output in order to check the part for an exposure by looking by the laser for guide light. 2-1 is a condensing component which makes two or more points condense two or more laser beams which came out of the outgoing radiation section of the semiconductor laser component 1-1 which has said two or more outgoing radiation section, and 3-1 is two or more narrow diameter light guide lines as for which two or more laser beams condensed with the condensing component 2-1 which has said two or more outgoing radiation section carry out incidence. As each narrow diameter light guide line 3-1, the optical fiber which was

excellent in flexibility with the core diameter of about 100 micrometers, for example is desirable. 2-2 and 3-2 are the condensing components and narrow diameter light guide lines for semiconductor laser component 1-2 which have said two or more outgoing radiation section, and 2-3 and 3-3 are the condensing components and narrow diameter light guide lines for said laser 1-3 for guide light. 4 is the bundle cable which bundled said narrow diameter light guide line 3-1 and 3-2, and 3-3, and is good to make an outer diameter as thin as possible. 5 is the laser beam which came out of the bundle cable 4, has a beam diameter according to the diameter of a bundle, and becomes the same [the angle of divergence] as the angle of divergence from each narrow diameter light guide line fundamentally. 6 of a beam condensing unit and 7 is the same as that of 96, 97, 98, and 99 of the conventional example which shows an optical fiber and 8 to an exposure part with a control panel, and shows 9 to drawing 9 , and omits the detailed explanation. 10 carries out simultaneous actuation of all semiconductor laser component 1-1 and 1-2 in response to the command from a control panel 9 in a power control unit.

[0017] The actuation is explained about the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above. first, the output from the semiconductor laser component 1-1 and 1-2 which has two or more outgoing radiation section -- solid state laser -- comparing -- since low-power output -- high -- it is necessary to use the laser output of all systems effectively for performing efficiency incision (with laser surgery equipment, an at least 15-20W laser output is called need, and the maximum output in the single outgoing radiation section is about 1W in actual condition semiconductor laser) Furthermore, unlike solid state laser, since the large-scale power source is unnecessary, it is not necessary to share a power source in semiconductor laser. For this reason, the semiconductor laser component 1-1 which has all two or more outgoing radiation sections by the command from a control panel 9, and 1-2 are fundamentally oscillated simultaneously through the power control unit 10. It is condensed by two or more points by the condensing component 2-1 and 2-2, and incidence of two or more laser beams which came out of the semiconductor laser component 1-1 and the outgoing radiation section of 1-2 which have two or more outgoing radiation section is carried out to the narrow diameter light guide line 3-1 and 3-2, respectively. Incidence not only of the laser for incision but the laser 1-3 for guide light is similarly carried out to the narrow diameter light guide line 3-3. These laser beams turn into the laser beam 5 which spreads in a fixed angle of divergence from the end face via the inside of the bundle cable 4. Generally, although the angle of divergence of this laser beam 5 is larger than the angle of divergence of the laser beam 95 in the conventional optical fiber type laser surgery equipment shown in drawing 9 , incidence can be carried out to the same

optical fiber 7 as usual with the beam condensing unit 6 designed the optimal. Subsequent behavior is the same as the actuation in the conventional optical fiber type laser surgery equipment shown in drawing 9 .

[0018] according to this example 1 as mentioned above -- the former -- large-sized -- low -- since the aggregate of a micro and efficient semiconductor laser component is substituted for an effectiveness solid-state-laser oscillator, a power source and an equipment cooler style can be simplified substantially. Moreover, optical pumping like a solid-state-laser oscillator is unnecessary, and the responsibility of laser oscillation also has it, it becomes still more unnecessary [the change-over device of a laser beam way], and can make a semiconductor laser component what was excellent in portable nature and wavelength selectivity with the small light weight. [good]

[0019] (Example 2) It explains hereafter, referring to a drawing about the example 2 of this invention.

[0020] As for a laser beam and 6, in drawing 2 , the laser for guide light, 3-1, 3-2, and 3-3 of a beam condensing unit and 7 are [1-3 / a narrow diameter light guide line and 4 / a bundle cable and 5] the same as that of the configuration of an optical fiber and the example 1 an exposure part and 9 indicate the above to a control panel, and 8 indicates 10 to be to drawing 1 in a power control unit. It is the condensing component 12-1 which it replaces [component] with the semiconductor laser component 1-1 which has two or more outgoing radiation section, and 1-2, replaces [component] with the semiconductor laser component 11-1 which has the single outgoing radiation section, the point using much 11-2, the condensing component 2-1 which makes two or more points condense two or more laser beams, and 2-2, and makes a laser beam condense independently, and a point using 12-2 to differ from the configuration of the example 1 of drawing 1 .

[0021] The actuation is explained about the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above. The semiconductor laser component 11-1 which has all the single outgoing radiation sections by the command from a control panel 9, and 11-2 are fundamentally oscillated simultaneously through the power control unit 10 like an example 1. It is condensed by the condensing component 12-1 made to condense independently and 12-2 according to an individual, and incidence of the laser beam which came out of the semiconductor laser component 11-1 and the outgoing radiation section of 11-2 which have the single outgoing radiation section is carried out to the narrow diameter light guide line 3-1 and 3-2, respectively. Next actuation is the same as that of an example 1.

[0022] As mentioned above, according to this example 2, in an example 1, since [from which the gestalt of a semiconductor laser component differs] only, the same

effectiveness as an example 1 can be acquired.

[0023] (Example 3) The example 3 of this invention is explained hereafter.

[0024] The place by which it is characterized [of this example 3] is to have limited the part to the configuration of examples 1 or 2. That is, the narrow diameter light guide line 3-1 arranged in the bundle cable 4 shown in examples 1 and 2, 3-2, and 3-3 are considered as the configuration of dense restoration.

[0025] About the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above, the actuation is explained with reference to drawing 3 . Drawing 3 is one example of the cross section of the bundle cable 4 which has arranged densely many narrow diameter light guide lines 3-1, 3-2, and the singular narrow diameter light guide line 3-3. Since the narrow diameter light guide line 3-1, 3-2, and 3-3 generally have a circular cross section, when dense restoration can be carried out in the bundle cable 4 of a circular cross section, they are limited. When each class is distinguished by A, B, and C by drawing 3 and this number of layers is set to n , the total N with which it fills up is set to $N=3n(n-1)-1$. Then, in the case of the total $N= 17$ (number of layers $n= 3$) of a narrow diameter light guide line, $N= 37$ ($n= 4$), and $N= 61$ ($n= 5$), it becomes with the arrangement greatest with the number of each class. Conversely, if it says, in the case of $N= 17$ and $N= 37$, dense arrangement will be easy, and an outer diameter will tend to manufacture the minimum (close to a perfect circle) bundle cable 4. Furthermore, the dimension of the laser beam 5 by which outgoing radiation is carried out becomes small, so that the outer diameter of the bundle cable 4 is small, and the condensing nature to an optical fiber 7 becomes good.

[0026] According to the example 3, in addition to an example 1 or the same effectiveness as 2, a condensing energy density can be improved as mentioned above that it is easy to obtain the high bundle cable 4 of roundness.

[0027] (Example 4) The example 4 of this invention is explained hereafter.

[0028] The place by which it is characterized [of this example 4] is to have limited the part to the configuration of an example 3. That is, it considers as the configuration which allotted the narrow diameter light guide line which arranges the narrow diameter light guide line 3-1, 3-2, and 3-3 to dense restoration in the bundle cable 4 shown in the example 3, and carries out incidence of the semiconductor laser of long wavelength to the maximum periphery layer.

[0029] About the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above, the actuation is explained with reference to drawing 3 and drawing 4 . The narrow diameter light guide line as for which drawing 3 is one example of the cross section of the bundle cable 4 which has arranged densely the narrow diameter light

guide line 3-1, 3-2, and 3-3, and the semiconductor laser of long wavelength carries out incidence is located in the location of C. Generally, when condensing light with a lens, it is common knowledge that the condensing nature is influenced by the aberration of a lens, and the light in which the light of short wavelength was refracted as the light which is more nearly separated from an optical axis as shown in drawing 4 (a) was shown in drawing 4 (b) tends to approach a lens side. for this reason -- more -- a long wave -- by arranging the narrow diameter light guide line as for which the semiconductor laser which serves as merit carries out incidence to the outermost periphery, the inclination of above-mentioned drawing 4 (a) and drawing 4 (b) can be offset now, aberration becomes small, and the condensing nature to an optical fiber 7 becomes good.

[0030] According to this example 4, in addition to the same effectiveness as said examples 1 and 2, a condensing energy density can be further improved by aberration improvement as mentioned above.

[0031] (Example 5) The example 5 of this invention is explained hereafter.

[0032] The place by which it is characterized [of this example 5] is to have limited the part to the configuration of an example 3. That is, it considers as the configuration which has arranged the narrow diameter light guide line 3-1, 3-2, and 3-3 to dense restoration in the bundle cable 4 shown in the example 3, and allotted the narrow diameter light guide line 3-3 of the laser for guide light to the core.

[0033] About the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above, the actuation is explained with reference to drawing 3 and drawing 1 . Drawing 3 is one example of the cross section of the bundle cable 4 which has arranged densely the narrow diameter light guide line 3-1, 3-2, and 3-3, and the narrow diameter light guide line 3-3 of the laser for guide light is located in the location of A. With this configuration, it is easy to make in agreement the optical axis of the beam condensing unit 6 shown in drawing 1 since there is guide light at the core of the bundle cable 4, and in order to carry out incidence to the core of an optical fiber 7, the laser 1-3 for guide light is always irradiated by the core of the exposure part 8 for a therapy.

[0034] According to this example 5, in addition to the same effectiveness as said examples 1, 2, and 3, the operability of the operator who treats can also improve as mentioned above.

[0035] (Example 6) The example 6 of this invention is explained hereafter.

[0036] The place by which it is characterized [of this example 6] is to have limited the part to the configuration of an example 1. That is, 760-830nm semiconductor laser is used for the 1st wavelength, 1900-2000nm semiconductor laser is used for the 2nd

wavelength, and it constitutes.

[0037] About the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above, the actuation is explained with reference to drawing 5 and drawing 1. Drawing 5 is property drawing showing the relation between the wavelength of the light obtained by semiconductor laser, and the transmittance to a body tissue. The axis of ordinate is expressed with optical dissipation length (distance which luminous intensity decreases even to 1/10), and it is shown that a laser beam goes into an in-house deeply, so that the value is large. Generally, since incision and evapotranspiration nature are excellent and it is easy to limit an exposure field, safety becomes high, so that a laser beam is thoroughly absorbed on the surface of an organization. For that, drawing 5 shows that the wavelength of 1900-2000nm is suitable. moreover, in semiconductor laser with a wavelength of 760-830nm which high power tends to obtain, since a until laser beam reaches an in-house comparatively deeply, there is the description which is excellent in hemostasis or freezing characteristic. Then, since the laser beam which came out of the semiconductor laser component 1-1 of both these wavelength regions and 1-2 is irradiated like an example 1 by the exposure part 8 for a therapy, incision, evapotranspiration, hemostasis, and a coagulation operation become larger rather than the case where other wavelength of these is used.

[0038] According to this example 6, in addition to the same effectiveness as examples 1 and 2, incision which is the efficacy of a laser knife and effectiveness, evapotranspiration, hemostasis, and coagulation are made more to validity as mentioned above.

[0039] (Example 7) The example 7 of this invention is explained hereafter.

[0040] The place by which it is characterized [of this example 7] is to have added the irradiation time adjustment device to the configuration of an example 1. That is, although the power control unit 10 which oscillates simultaneously the semiconductor laser 1-1 of different wavelength and 1-2 is used in the example 1, it considers as the configuration which added the irradiation time difference control means for making the oscillation start time of two kinds of wavelength produce a difference next.

[0041] About the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above, the actuation is explained with reference to drawing 6. If it gives priority and irradiates as the semiconductor laser of the 1st wavelength in which absorptivity was excellent to the living body shows drawing 6, the surface organization of an exposure part will begin carbonization for a short time. On parenchyma, since absorptivity is excellent to the wavelength of all semiconductor laser, if this carbonization layer irradiates the semiconductor laser (it will be the thing of a low absorption coefficient if

there is no carbonization layer) of the 2nd wavelength after this is formed, all laser beams will be absorbed efficiently.

[0042] According to this example 7, in addition to the same effectiveness as examples 1 and 2, incision of a laser knife and evapotranspiration are made more to validity as mentioned above.

[0043] (Example 8) The example 8 of this invention is explained hereafter.

[0044] The place by which it is characterized [of this example 8] is to have added the liquid blasting means to the configuration of an example 1. That is, a liquid blasting means to be a high absorption coefficient and to spray a liquid harmless to a living body on a laser radiation starting position to at least one laser wavelength is added to the point of the optical fiber 7 shown in drawing 1 , and it is constituted. This liquid blasting means is constituted as shown in drawing 7 . As for an optical fiber and 7-1, 7 is [a filter and 7-2] ink jets.

[0045] About the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above, the actuation is explained with reference to drawing 7 . To at least one laser wavelength, it is a high absorption coefficient, and a liquid harmless to a living body is stored in an ink jet 7-2, and blasting dropping is carried out by the compressed air (not shown) sent in via a filter 7-1 from the exterior just before laser radiation. If laser is irradiated by this sprayed location, the laser beam of at least one wavelength will be absorbed very efficiently.

[0046] According to this example 8, in addition to the same effectiveness as examples 1 and 2, incision of a laser knife and evapotranspiration are made more to validity as mentioned above.

[0047] (Example 9) The example 9 of this invention is explained hereafter.

[0048] The place by which it is characterized [of this example 9] is the semiconductor laser whose at least one laser wavelength is 760-830nm with the configuration of an example 8, and makes the blasting liquid in an ink jet indocyanine green (henceforth ICG).

[0049] ICG is widely used for liver checking and the completely harmless thing is known to the living body. As shown in drawing 8 , as for ICG, an absorption property serves as optimum conditions over an example 8 very high to the wavelength of 760-830nm.

[0050] According to this example 9, in addition to the same effectiveness as examples 1 and 2, incision of a laser knife and evapotranspiration are made more to validity as mentioned above.

[0051]

[Effect of the Invention] Two or more semiconductor laser components from which this

invention differs in oscillation wavelength as mentioned above, The narrow diameter light guide line which transmits the laser beam according to individual by which outgoing radiation was carried out from the semiconductor laser component, By preparing the bundle cable which governed the narrow diameter light guide line, the beam condensing unit which condenses two or more laser beams by which outgoing radiation was carried out from the bundle cable, and the optical fiber to which the laser beam condensed with the beam condensing unit is led to an exposure part the former -- large-sized -- low -- since the aggregate of a micro and efficient semiconductor laser component is substituted, a power source and an equipment cooler style can simplify an effectiveness solid-state-laser oscillator substantially. A semiconductor laser component has unnecessary optical pumping like a solid-state-laser oscillator, the responsibility of laser oscillation is also good, it becomes still more unnecessary [the change-over device of a laser beam way], and the optical fiber type laser surgery equipment which was excellent in portable nature and wavelength selectivity with the small light weight can be realized.

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The block diagram of the optical fiber type laser surgery equipment in the example 1 of this invention

[Drawing 2] The block diagram of the optical fiber type laser surgery equipment in the example 2 of this invention

[Drawing 3] The plot plan of the narrow diameter light guide line in the bundle cable in the example 3 of this invention

[Drawing 4] (a) is the explanatory view showing the relation of the height of incident light, and a condensing condition.

(b) is the explanatory view showing the relation of wavelength and a condensing condition.

[Drawing 5] Property drawing showing the relation between the wavelength of light, and the transmittance to a body tissue

[Drawing 6] The explanatory view showing the irradiation time difference in the example 7 of this invention

[Drawing 7] The important section expanded sectional view of the liquid blasting equipment in the example 8 of this invention

[Drawing 8] Property drawing showing the relation between the wavelength of light, and the transmittance to ICG

[Drawing 9] The block diagram of conventional optical fiber type laser surgery equipment

[Description of Notations]

1-1, 1-2 Semiconductor laser component which has two or more outgoing radiation section

1-3 Laser for Guide Light

2-1, 2-2, 2-3 Condensing component

3-1, 3-2, 3-3 Narrow diameter light guide line

4 Bundle Cable

5 Laser Beam

6 Beam Condensing Unit

7 97 Optical fiber

7-1 Filter

7-2 Ink Jet

8 98 Exposure part

9 99 Control panel

10 Power Control Unit

11-1, 11-2 Semiconductor laser component with the single outgoing radiation section

12-1, 12-2 Condensing component made to condense independently

91 92 Solid-state-laser oscillator

93 Fixed Mirror

94 Movable Mirror

100 Common Power Control Unit

[Procedure amendment]

[Filing Date] April 10, Heisei 8

[Procedure amendment 1]

[Document to be Amended] Description

[Item(s) to be Amended] Claim 10

[Method of Amendment] Modification

[Proposed Amendment]

[Claim 10] Optical fiber type laser surgery equipment according to claim 9 whose at least one laser wavelength is 760-830nm and whose liquid is indocyanine green.

[Procedure amendment 2]

[Document to be Amended] Description

[Item(s) to be Amended] 0041

[Method of Amendment] Modification

[Proposed Amendment]

[0041] About the optical fiber type laser surgery equipment constituted as mentioned above, the actuation is explained with reference to drawing 6 . If it gives priority and irradiates as the semiconductor laser of the 1st wavelength in which absorptivity was excellent to the living body shows drawing 6 , the surface organization of an exposure part will begin carbonization for a short time. If the semiconductor laser (it will be the thing of a low absorption coefficient if there is no carbonization layer) of the 2nd wavelength is irradiated after, as for this carbonization layer, this is formed, since absorptivity is excellent to the wavelength of all semiconductor laser on parenchyma, all laser beams will be absorbed efficiently.